

PATENT
32860-000622/US

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Applicants: Herbert BRUDER; Thomas FLOHR; Annabella RAUSCHER; Karl SCHWARZ;
and Karl STIERSTORFER

Application No.: NEW APPLICATION

Filed: September 23, 2003

For: METHOD OF CREATING IMAGES IN COMPUTED TOMOGRAPHY (CT),
AND CT DEVICE

PRIORITY LETTER

September 23, 2003

MAIL STOP NEW APPLICATION
COMMISSIONER FOR PATENTS
P.O. BOX 1450
Alexandria, Virginia 22313-1450

Dear Sirs:

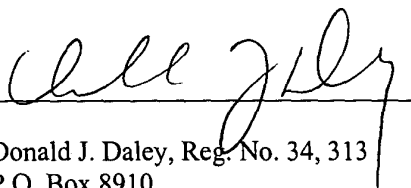
Pursuant to the provisions of 35 U.S.C. 119, enclosed is/are a certified copy of the following priority document(s).

<u>Application No.</u>	<u>Date Filed</u>	<u>Country</u>
102 44 181.2	September 23, 2002	GERMANY

In support of Applicant's priority claim, please enter this document into the file.

Respectfully submitted,

HARNESS, DICKEY, & PIERCE, P.L.C.

By 
Donald J. Daley, Reg. No. 34, 313
P.O. Box 8910
Reston, Virginia 20195
(703) 668-8000

DJD/mh

BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND



Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

Aktenzeichen: 102 44 181.2

Anmeldetag: 23. September 2002

Anmelder/Inhaber: Siemens Aktiengesellschaft, München/DE

Bezeichnung: Verfahren zur Bilderstellung in der Computertomographie und CT-Gerät zur Durchführung des Verfahrens

IPC: G 06 T und A 61 B

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 26. Juni 2003
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

Hoiß

Beschreibung

Verfahren zur Bilderstellung in der Computertomographie und CT-Gerät zur Durchführung des Verfahrens

5

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Bilderstellung in der Computertomographie, bei dem ein Untersuchungsobjekt mit Hilfe eines von einem Focus ausgehenden Strahlenbündels und einem flächig ausgebildeten Detektorarray abgetastet wird, die ermittelten Ausgangsdaten in geeigneter Weise gefiltert und rückprojiziert werden, um mindestens ein Schnittbild zu erhalten, das die Absorptionswerte des Schnittes des Untersuchungsobjekts repräsentiert. Des weiteren betrifft die Erfindung ein CT-Gerät, das zur Durchführung dieses Verfahrens geeignet ist.

15

Es sind Verfahren dieser Art unter dem Begriff "Filtered Backprojektion" bekannt geworden, die jedoch als 3D-Verfahren, d.h. im Zusammenhang mit einem matrixartigen Detektorarray, keine in der Praxis als ausreichend erachtete Bildqualität erbringen, weil wegen des kegelförmigen Röntgenstrahlenbündels sogenannte "cone beam artifacts" auftreten.

20

Außerdem ist an diesen Verfahren nachteilig, dass redundante Daten, wie sie bei Spiralabtastungen mit geringem Tischvorschub durch mehrmaliges Bestrahlen ein und desselben Voxels entstehen, nicht genutzt werden, was zur Folge hat, dass die dem Untersuchungsobjekt verabreichte Strahlendosis nur unvollständig zur Bildgebung genutzt wird.

30

Weiter gibt es Überlegungen im Zusammenhang mit 2D-Verfahren zur Bildrekonstruktion so vorzugehen, dass vorläufige Bilder in großer Zahl durch "Filtered Backprojektion" aus Ausgangsdaten berechnet werden, die aus zur Bildrekonstruktion an sich nicht ausreichenden Abschnitten der Fokusbahn stammen, wobei die vorläufigen Bilder erst in einem zweiten Schritt zu einem endgültigen Schnittbild reformatiert werden. Diese 2D-

35

Verfahren sind für Detektorarrays mit großer Breite, d.h. großer Erstreckung in Richtung der Systemachse, weniger brauchbar, weil dann eine extrem große Anzahl von vorläufigen Bildern zu verarbeiten ist, was selbst bei großer zur Verfügung stehender Rechenleistung problematisch ist.

Bei allen genannten Verfahren ergibt sich das Problem, dass aufgrund möglicher Datenredundanzen, die bei der Abtastung des Untersuchungsobjektes auftreten, Bildartefakte entstehen, welche die Bildqualität negativ beeinflussen.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren der eingangs genannten Art anzugeben, das eine Steigerung der Bildqualität ermöglicht.

Nach der Erfindung wird diese Aufgabe durch die Merkmale der unabhängigen Patentansprüche gelöst. Besondere Ausgestaltungen und Verbesserungen ergeben sich aus den Merkmalen der Unteransprüche.

Die Erfinder haben erkannt, dass es einerseits notwendig ist bei der Bildaufbereitung, insbesondere bei der Rückprojektion der gefilterten Daten, die auftretenden Redundanzen bezüglich eines jeweils betrachteten Voxels im Untersuchungsbereich zu berücksichtigen. Andererseits muss jedoch auch berücksichtigt werden, wie der Strahl im Strahlenbündel positioniert ist. So wirkt es sich auf die Bildqualität entscheidend positiv aus, wenn Strahlen, die zentral - bezogen auf die Ausdehnung des Strahlenbündels in Rotationsachsenrichtung - liegen, stärker bei der Bilderstellung berücksichtigt werden, als Strahlen, die bezogen auf die gleiche Ausdehnung nur randseitig zum Strahlenbündel positioniert sind.

Demgemäß schlagen die Erfinder ein verbessertes Verfahren zur Bilderstellung in der Computertomographie vor, welches die folgenden Verfahrensschritte aufweist:

- zur Abtastung eines Untersuchungsobjekts mit einem von mindestens einem Fokus ausgehenden Strahlenbündel und mit einem flächig ausgebildeten Detektorarray mit einer Vielzahl von verteilten Detektorelementen zum Detektieren der Strahlen des Strahlenbündels wird der mindestens eine Fokus relativ zu dem Untersuchungsobjekt auf mindestens einer das Untersuchungsobjekt umlaufenden Fokusbahn mit gegenüberliegendem Detektorarray rotiert, wobei die Detektorelemente des Detektorarray Ausgangsdaten liefern, welche die Schwächung der Strahlen beim Durchgang durch das Untersuchungsobjekt repräsentieren,
- die Ausgangsdaten werden gefiltert,
- die gefilterten Ausgangsdaten werden anschließend zur Erzeugung wenigstens eines Schnittbildes einer Schichtdicke aufweisenden Schicht des Untersuchungsobjekts dreidimensional rückprojiziert, wobei das Schnittbild aus den Ausgangsdaten gewonnene Absorptionswerte der zu der Schicht des Untersuchungsobjekts gehörigen Voxel für die Strahlung des Strahlenbündels repräsentiert, und
- bei der Rückprojektion die Strahlen in Abhängigkeit von ihrer Position im Strahlenbündel gewichtet werden.

In einer besonderen Ausführung erfolgt die Filterung in Richtung der zu der jeweiligen Fokusposition gehörigen Tangente an die Fokusbahn. Es hat sich gezeigt, dass mit dieser Filterrichtung eine besonders hohe Bildqualität erzielt werden kann. Der Wahl dieser Filterrichtung liegt die Erkenntnis zugrunde, dass das beschriebene, eine hohe Bildqualität ermöglichende, auf vorläufigen Bildern basierenden 2D-Verfahren sozusagen in ein 3D-Verfahren übergehen würde, wenn die der Berechnung vorläufiger Bilder zugrundeliegenden Abschnitte der Fokusbahn so stark verkürzt würden, dass sie nur noch eine einzige Projektion umfassen würden, deren Daten dann in Richtung der Tangente an die Fokusbahn gefiltert würden, und dass erwartet werden könnte, dass ein solches 3D-Verfahren dann eine vergleichbar gute Bildqualität wie das 2D-Verfahren ermöglichen würde.

Weist das Strahlenbündel eine Ausdehnung in Rotationsrichtung und eine Ausdehnung in Rotationsachsenrichtung auf, so ist es vorteilhaft, Strahlen, die im Strahlenbündel bezogen auf die Ausdehnung des Strahlenbündels in Rotationsachsenrichtung zentral angeordnet sind, stärker zu wichten, als die Strahlen, die im Strahlenbündel randnah bezogen auf die Ausdehnung des Strahlenbündels in Rotationsachsenrichtung angeordnet sind.

10

Das erfindungsgemäße Verfahren lässt sich dann besonders leicht implementieren, wenn vor dem Filtern eine Umrechnung der in Fächerstrahlgeometrie gewonnenen Ausgangsdaten in Form von Strahlen $P(\alpha, \beta, q)$ in in Parallelstrahlgeometrie vorliegende Paralleldaten in Form von Strahlen $P(\theta, \beta, q)$ (azimutales "rebinning") bzw. $P(\theta, p, q)$ (vollständiges "rebinning", d.h. azimutales und radiales "rebinning") vorgenommen wird. Dabei sind Bezugnehmend auf Fig. 3

20

α	der Fokuswinkel
β	der Fächerwinkel
q	der der z-Koordinate entsprechende Zeilenindex des Detektorsystems,
$\theta = \alpha + \beta$	der Parallelfächerwinkel
$p = R_F \sin(\beta)$	die dem Strahlabstand von der Drehachse (Systemachse) entsprechende Parallelkoordinate, und
R_F	der Radius der Fokusbahn.

25

30

Die Rückprojektion der Paralleldaten erfolgt nach einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung in der Weise, dass im Zuge der Rückprojektion für jedes Voxel $V(x, y, z)$ für jedes $\theta \in [0, \pi[$ für die Strahlen $P(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q)$ bzw. $P(\theta + k\pi, \tilde{p}, q)$, deren Projektion entlang der Systemachse durch (x, y) geht, die Summe

35

$$P_{x,y,z}(\theta) = \sum_k \sum_q W \cdot h \left(d_{x,y,z} \left(\theta + k\pi, \left\{ \begin{matrix} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{matrix} \right\}, q \right) \right) \cdot P \left(\theta + k\pi, \left\{ \begin{matrix} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{matrix} \right\}, q \right)$$

gebildet wird, wobei

- x,y,z die Koordinaten des jeweiligen Voxels $V(x,y,z)$ sind,
- k eine ganze Zahl entsprechend der Anzahl der in die Rekonstruktion einbezogenen Halbumläufe des Fokus,
- 5 \tilde{p} die Parallelkoordinaten derjenigen Strahlen sind, deren Projektionen längs der Systemachse durch die Koordinaten (x,y) des jeweiligen Voxels $V(x,y,z)$ verlaufen,
- $\tilde{\beta}$ die Fächerwinkel derjenigen Strahlen sind, deren Projektionen längs der Systemachse durch die Koordinaten
- 10 (x,y) des jeweiligen Voxels $V(x,y,z)$ verlaufen, und
- h eine die Schichtdicke der in dem erzeugten Schnittbild dargestellten Schicht des Untersuchungsobjekts bestimmende Gewichtungsfunktion ist, sowie
- d eine Funktion ist, die gleich dem Abstand des jeweiligen Strahls von dem entsprechenden Voxel $V(x,y)$ ist bzw.
- 15 von dem Abstand des jeweiligen Strahls von dem entsprechenden Voxel $V(x,y)$ abhängt, und
- W eine Wichtungsfunktion darstellt, welche Strahlen mit einem großen Parallelfächerwinkel θ geringer wichtet
- 20 als Strahlen mit einem kleinem Parallelfächerwinkel θ .

Die Schreibweise $\left\{ \begin{matrix} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{matrix} \right\}$ bringt dabei zum Ausdruck, dass die

Summenbildung wahlweise für durch azimutales "rebinning" oder durch vollständiges "rebinning" gewonnene Strahlen erfolgen
 25 kann, wobei die Filterung tangential zur Fokusbahn im Falle des azimutalen "rebinnings" einer Filterung in β -Richtung und im Falle des vollständigen "rebinnings" einer Filterung in p -Richtung ist.

30 Infolge der Summierung sowohl über k als auch q ist dann sichergestellt, dass alle durch ein und dasselbe Voxel verlaufende Strahlen berücksichtigt werden und die dem Untersuchungsobjekt zugeführte Strahlendosis somit vollständig genutzt wird.

Eine besonders bevorzugte Ausführungsform sieht vor, dass zur Rückprojektion der Paralleldaten die auf die Summe H der Gewichte h

$$H = \sum_k \sum_q W \cdot h \cdot \left(d_{x,y,z} \left(\theta + k\pi, \left\{ \begin{smallmatrix} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{smallmatrix} \right\}, q \right) \right)$$

5 normierte Summe

$$P_{x,y,z}(\theta) = \frac{1}{H} \sum_k \sum_q W \cdot h \cdot \left(d_{x,y,z} \left(\theta + k\pi, \left\{ \begin{smallmatrix} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{smallmatrix} \right\}, q \right) \right) \cdot P \left(\theta + k\pi, \left\{ \begin{smallmatrix} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{smallmatrix} \right\}, q \right)$$

gebildet wird. Diese Vorgehensweise ermöglicht eine nochmals verbesserte Bildqualität, da eine mögliche Überbetonung von Voxel, die von mehr Strahlen als andere Voxel getroffen werden, beseitigt wird und somit entsprechende Artefakte vermieden werden. Der CT-Wert des jeweiligen Voxels wird durch Summation über θ gewonnen.

15 Erfindungsgemäß kann die Wichtungsfunktion eine Funktion des Parallelfächerwinkels mit $W(\theta + k\pi)$ sein, vorzugsweise eine glatte Funktion darstellen, die für zentrale Strahlen - bezogen auf die Ausdehnung des Strahlenfächers in Rotationsachsenrichtung oder z-Richtung - den Wert 1 aufweist und für randseitige Strahlen gegen Null geht.

20

Weist das Detektorarray zeilenartig angeordnete Detektorelemente auf, so kann die Wichtung durch eine Funktion der Zeilennummer $W(q)$ dargestellt werden, wobei auch hier bevorzugt eine glatte Funktion verwendet wird, die für Strahlen mit zentral gelegener Detektorzeile oder mehreren zentral gelegenen Detektorzeilen einen hohen Wert, vorzugsweise den Wert 1, aufweist und für randseitig angeordnete Strahlen gegen Null geht, beispielsweise kann dies eine \cos^2 -Funktion sein.

25

30 Das erfindungsgemäße Verfahren kann beispielsweise Anwendung finden, wenn gemäß einer Variante der Erfindung die Fokusbahn eine Kreisbahn ist (Tomogrammabtastung). Gemäß einer bevorzugten Variante der Erfindung ist die Fokusbahn jedoch eine Spiralbahn, die dadurch zustande kommt, dass der Fokus auf
35 einer Kreisbahn um die Systemachse bewegt wird und gleichzei-

tig eine Relativbewegung zwischen Fokus und Untersuchungsobjekt in Richtung der Systemachse erfolgt. Auf Basis einer solchen Spiralabtastung können problemlos auch größere Volumina des Untersuchungsobjekts untersucht werden.

5

Im Falle einer Tomogrammaabtastung gilt für k normalerweise $k=1$ oder $k=2$, im Falle einer Spiralabtastung wird k unter Berücksichtigung der pro Vollumlauf erfolgenden Relativverschiebung in Richtung der Systemachse so gewählt, dass der abzubildende Bereich des Untersuchungsobjekts vollständig

10

erfasst ist.

Entsprechend dem Grundgedanken der Erfindung schlagen die Erfinder auch vor, ein CT-Gerät zur Abtastung eines Untersuchungsobjekts mit einem von mindestens einem Fokus ausgehenden Strahlenbündel und mit einem flächig ausgebildeten Detektorarray mit einer Vielzahl von verteilten Detektorelementen zum Detektieren der Strahlen des Strahlenbündels, wobei der mindestens eine Fokus relativ zu dem Untersuchungsobjekt auf mindestens einer das Untersuchungsobjekt umlaufenden Fokusbahn mit gegenüberliegendem Detektorarray bewegt, dahingehend zu verbessern, dass zumindest Mittel zur Sammlung von Detektordaten, Filterung und Rückprojektion vorgesehen sind, die das oben beschriebene Verfahren durchführen, wobei diese Mittel bevorzugt und soweit möglich durch Programme oder Programm-Module verwirklicht werden.

15

20

25

Die Erfindung wird nachfolgend anhand eines in den beigefügten schematischen Zeichnungen dargestellten Ausführungsbeispiels näher erläutert. Es zeigen:

30

Fig. 1 in teils perspektivischer, teils blockschaltbildartiger Darstellung ein mehrere Zeilen von Detektorelementen aufweisendes CT-Gerät;

35

Fig. 2 einen Längsschnitt durch das Gerät gemäß Fig. 1;

Fig. 3 ein das "rebinning" veranschaulichendes Schaubild;

Fig. 4 Abtastung mit gegenüberliegendem Fokus und Detektor
im Strahlenbündel bei rotierendem Gantry;

Fig. 5 Verlauf zweier unterschiedlicher Wichtungsfunktionen W;

5 Fig. 6 Abtastung mit gegenüberliegendem Fokus und Detektor
im Strahlenbündel bei rotierendem und in z-Richtung
bewegtem Gantry.

10 In den Fig. 1 und 2 ist ein zur Durchführung des erfindungs-
gemäßen Verfahrens geeignetes CT-Gerät der 3. Generation dar-
gestellt. Dessen insgesamt mit 1 bezeichnete Messanordnung
weist eine insgesamt mit 2 bezeichnete Röntgenstrahlenquelle
mit einer dieser vorgelagerten quellennahen Strahlenblende 3
(Fig. 2) und ein als flächenhaftes Array von mehreren Zeilen
15 und Spalten von Detektorelementen - eines von diesen ist in
Fig. 1 mit 4 bezeichnet - ausgebildetes Detektorsystem 5 mit
einer diesem vorgelagerten detektornahen Strahlenblende 6
(Fig. 2) auf. In Fig. 1 sind der Übersichtlichkeit halber nur
acht Zeilen von Detektorelementen 4 dargestellt. Das Detek-
20 torsystem 5 weist jedoch, was in der Fig. 2 punktiert ange-
deutet ist, weitere Zeilen von Detektorelementen 4 auf.

Die Röntgenstrahlenquelle 2 mit der Strahlenblende 3 einer-
seits und das Detektorsystem 5 mit der Strahlenblende 6 ande-
5 rerseits sind in aus der Fig. 2 ersichtlicher Weise an einem
Drehrahmen 7 einander derart gegenüberliegend angebracht,
dass ein im Betrieb des CT-Geräts von der Röntgenstrahlen-
quelle 2 ausgehendes, durch die einstellbare Strahlenblende 3
eingebündeltes, pyramidenförmiges Röntgenstrahlenbündel, des-
30 sen Randstrahlen mit 8 bezeichnet sind, auf das Detektorsys-
tem 5 auftrifft. Dabei ist die Strahlenblende 6 dem mittels
der Strahlenblende 3 eingestellten Querschnitt des Röntgen-
strahlenbündels entsprechend so eingestellt, dass nur derje-
nige Bereich des Detektorsystems 5 freigegeben ist, der von
35 dem Röntgenstrahlenbündel unmittelbar getroffen werden kann.
Dies sind in dem in den Fig. 1 und 2 veranschaulichten Be-
triebsmodus acht Zeilen von Detektorelementen 4, die im Fol-

genden als aktive Zeilen bezeichnet werden. Die weiteren punktiert angedeuteten Zeilen sind von der Strahlenblende 6 abgedeckt und daher nicht aktiv.

5 Jede Zeile von Detektorelementen 4 weist eine Anzahl K von Detektorelementen auf wobei $\beta_k = \beta_1$ bis β_K der Kanalindex ist und jedem Detektorelement ein Fächerwinkel β_k zugeordnete ist. Der Fächerwinkel des mittleren Detektorelementes ist gleich Null; die Fächerwinkel der beiden äußersten Detektor-
10 elemente sind $\beta_1 = +\beta_{\max}$ und $\beta_K = -\beta_{\max}$

Die aktiven Zeilen L_q von Detektorelementen 4 sind in Fig. 2 mit L_1 bis L_Q bezeichnet, wobei $q = 1$ bis Q der Zeilenindex ist, der im Falle des beschriebenen Ausführungsbeispiels so-
15 zusagen der z -Koordinate entspricht.

Das Röntgenstrahlenbündel weist den in Fig. 1 und 2 eingetragenen Conewinkel φ auf, bei dem es sich um den Öffnungswinkel des Röntgenstrahlenbündels in einer die Systemachse Z und den
20 Fokus F enthaltenden Ebene handelt. Der Öffnungswinkel des Röntgenstrahlenbündels in einer rechtwinklig zu der Systemachse Z liegenden und den Fokus F enthaltenden Ebene (Fächeröffnungswinkel) beträgt $2\beta_{\max}$ und ist in Fig. 1 eingetragen.

5 Der Drehrahrmen 7 kann mittels einer Antriebseinrichtung 22 um eine mit Z bezeichnete Systemachse in Rotation versetzt werden. Die Systemachse Z verläuft parallel zu der z -Achse eines in Fig. 1 dargestellten räumlichen rechtwinkligen Koordinatensystems.

30

Die Spalten des Detektorsystems 5 verlaufen ebenfalls in Richtung der z -Achse, während die Zeilen, deren Breite b in Richtung der z -Achse gemessen wird und beispielsweise 1 mm beträgt, quer zu der Systemachse Z bzw. der z -Achse verlau-
35 fen.

Um ein Untersuchungsobjekt, z.B. einen Patienten, in den Strahlengang des Röntgenstrahlenbündels bringen zu können, ist eine Lagerungsvorrichtung 9 vorgesehen, die parallel zu der Systemachse Z , also in Richtung der z -Achse verschiebbar ist, und zwar derart, dass eine Synchronisation zwischen der Rotationsbewegung des Drehrahmens 7 und der Translationsbewegung der Lagerungsvorrichtung in dem Sinne vorliegt, dass das Verhältnis von Translations- zu Rotationsgeschwindigkeit konstant ist, wobei dieses Verhältnis einstellbar ist, indem ein gewünschter Wert für den Vorschub v der Lagerungsvorrichtung pro Umdrehung des Drehrahmens gewählt wird.

Es kann also ein Volumen eines auf der Lagerungsvorrichtung 9 befindlichen Untersuchungsobjekts im Zuge einer Volumenabtastung untersucht werden, wobei die Volumenabtastung in Form einer Spiralabtastung in dem Sinne vorgenommen werden kann, dass unter gleichzeitiger Rotation der Messeinheit 1 und Translation der Lagerungsvorrichtung 9 mittels der Messeinheit pro Umlauf der Messeinheit 1 eine Vielzahl von Projektionen aus verschiedenen Projektionsrichtungen aufgenommen wird. Bei der Spiralabtastung bewegt sich der Fokus F der Röntgenstrahlenquelle relativ zu der Lagerungsvorrichtung 9 auf einer in Fig. 1 mit S bezeichneten Spiralbahn. Die Spiralabtastung muss sich in α -Richtung über wenigstens $\pi + 2\beta_{\max}$ erstrecken, um die vollständige Rekonstruktion eines CT-Bildes pro Zeile von Detektorelementen zu gestatten, sie kann innerhalb der technischen Grenzen des CT-Geräts aber auch beliebig länger sein.

Ein Volumen des Untersuchungsobjekts kann jedoch infolge des Umstandes, dass mehrere Zeilen von Detektorelementen 4 vorhanden sind, auch im Zuge einer sogenannten Tomogrammabtastung untersucht werden, bei der keine Relativbewegung in Richtung der z -Achse zwischen Messeinheit 1 und Lagerungsvorrichtung 9 stattfindet ($v=0$). Im Falle der Tomogrammabtastung ist also die Größe des untersuchten Volumens durch die Zahl der aktiven Zeilen von Detektorelementen 4 bestimmt. Während

einer Tomogrammabtastung bewegt sich der Fokus F auf einer kreisförmigen Fokusbahn, die in einer im Folgenden als Mittelebene bezeichneten Ebene liegt.

- 5 Die Tomogrammabtastung kann in Form eines Teilumlaufts oder in Form eines Vollumlaufts erfolgen, wobei der Teilumlauf ein Teilumlaufintervall von wenigstens $\pi + 2\beta_{\max}$ (ein Halbumlauf plus Fächeröffnungswinkel) umfasst, das eine vollständige Rekonstruktion eines CT-Bildes gestattet, während ein Vollum-
- 10 lauf 2π umfasst.

Die während der Spiral- oder Tomogrammabtastung aus den Detektorelementen jeder aktiven Zeile des Detektorsystems 5 parallel ausgelesenen, den einzelnen Projektionen $P(\alpha, \beta, q)$ in

15 Fächerstrahlgeometrie entsprechenden Messdaten werden in einer Datenaufbereitungseinheit 10 einer Digital/Analog-Wandlung unterzogen, serialisiert und an einen Bildrechner 11 übertragen.

- 20 Nach einer Vorverarbeitung der Messdaten in einer Vorverarbeitungseinheit 12 des Bildrechners 11 gelangt der resultierende Datenstrom zu einer Schnittbildrekonstruktionseinheit 13, die aus den Messdaten Schnittbilder von gewünschten Schichten des Untersuchungsobjekts nach einem noch im Einzel-
- 5 nen zu beschreibenden erfindungsgemäßen Verfahren auf Basis der "Filtered Backprojection" rekonstruiert.

Die CT-Bilder setzen sich aus matrixartig zusammengesetzten Pixeln (Pixel= picture element) zusammen, wobei die Pixel der

30 jeweiligen Bildebene zugeordnet sind, jedem Pixel eine CT-Zahl in Hounsfield Units (HU) zugeordnet ist und die einzelnen Pixel entsprechend einer CT-Zahl/Grauwertskaala in einem ihrer jeweiligen CT-Zahl entsprechenden Grauwert dargestellt werden. Dabei veranschaulicht jedes Pixel ein Voxel (Voxel =

35 volume element) der in dem CT-Bild veranschaulichten Schicht des Untersuchungsobjekts. Da infolge der Mehrzeiligkeit des Detektorsystems 5 und gegebenenfalls der Spiralabtastung

200210627

12
Messdaten bezüglich mehrerer Schichten des Untersuchungsobjekts gewonnen werden, stehen 3D-Daten zur Verfügung, die im Rahmen der Erfindung einer 3D-Rückprojektion unterzogen werden. Als Endergebnis stehen 3D-Bilddaten in Form einer dreidimensionalen Matrix, beispielsweise mit den Achsen x , y , z zur Verfügung, wobei jedes Element der Matrix einem Voxel $V(x,y,z)$ entspricht und den der zugehörigen CT-Zahl entsprechenden Grauwert enthält. Diejenigen Elemente der dreidimensionalen Matrix die den gleichen x -, y -, oder z -Wert aufweisen, stellen dann jeweils ein planares Schnittbild der dem maßgeblichen x -, y -, oder z -Wert entsprechenden Schicht des Untersuchungsobjekts dar.

15 Die von der Schnittbildrekonstruktionseinheit 13 rekonstruierten Bilder werden auf einer an den Bildrechner 11 angeschlossenen Anzeigeeinheit 16, z.B. einem Monitor, dargestellt.

20 Die Röntgenstrahlenquelle 2, beispielsweise eine Röntgenröhre, wird von einer Generatoreinheit 17 mit den notwendigen Spannungen und Strömen, beispielsweise der Röhrenspannung U , versorgt. Um diese auf die jeweils notwendigen Werte einstellen zu können, ist der Generatoreinheit 17 eine Steuereinheit 18 mit Tastatur 19 zugeordnet, die die notwendigen Einstellungen gestattet.

25 Auch die sonstige Bedienung und Steuerung des CT-Gerätes erfolgt mittels der Steuereinheit 18 und der Tastatur 19, was dadurch veranschaulicht ist, dass die Steuereinheit 18 mit dem Bildrechner 11 verbunden ist.

30 Unter anderem kann die Anzahl Q der aktiven Zeilen von Detektorelementen 4 und damit die Position der Strahlenblenden 3 und 6 eingestellt werden, wozu die Steuereinheit 18 mit den Strahlenblenden 3 und 6 zugeordneten Verstelleinheiten 20 und 21 verbunden ist. Weiter kann die Rotationszeit τ eingestellt werden, die der Drehrahmen 7 für eine vollständige Umdrehung

benötigt, was dadurch veranschaulicht ist, dass die dem Drehrahmen 7 zugeordnete Antriebseinheit 22 mit der Steuereinheit 18 verbunden ist.

5 Obwohl es grundsätzlich möglich ist, das erfindungsgemäße Verfahren auch in Fächerstrahlgeometrie zu realisieren, wird das beschriebene CT-Gerät vorzugsweise in einem Modus betrieben, in dem das erfindungsgemäße Verfahren in Parallelstrahlgeometrie realisiert ist.

10

Demnach werden die bei der Abtastung des für die jeweilige Untersuchung relevanten Körperbereichs des Patienten durch Spiral- oder Tomogrammabtastung in Fächerstrahlgeometrie gewonnenen Daten zunächst in an sich bekannter Weise durch ein
15 im Allgemeinen als "rebinning" bezeichnetes Verfahren in Daten in Parallelstrahlgeometrie umgewandelt. Diese Umwandlung beruht auf einer Umsortierung der in Fächerstrahlgeometrie gewonnenen Daten derart, dass aus unterschiedlichen in Fächerstrahlgeometrie aufgenommenen Projektionen Strahlen ent-
20 nommen und zu einer Projektion in Parallelstrahlgeometrie zusammengefügt werden. In Parallelstrahlgeometrie reichen Daten aus einem Intervall der Länge π aus, um ein vollständiges Bild rekonstruieren zu können. Um diese Daten gewinnen zu können, müssen nichtsdestotrotz zur Daten in Fächerstrahlgeometrie aus einem Intervall der Länge $\pi + 2\beta_{\max}$ zur Verfügung
25 stehen.

Eine Projektion in Parallelstrahlgeometrie ist in Fig. 3 veranschaulicht. Demnach nehmen alle n Parallelstrahlen RP_1 bis
30 RP_n dieser Projektion gegenüber der x -Achse des in Fig. 3 dargestellten und mit dem gemäß Fig. 1 übereinstimmenden Koordinatensystem den Parallelfächerwinkel θ ein.

Anhand des in Fig. 3 in ausgezogener Linie dargestellten Parallelstrahls RP_1 soll im Folgenden der Übergang von Fächerstrahl- auf Parallelstrahlgeometrie erläutert werden.
35

Der Parallelstrahl RP_1 entstammt einer für die auf der Fokus-
 bahn S liegende Fokusposition F_1 in Fächerstrahlgeometrie
 gewonnenen Projektion. Der zu dieser Projektion in Fächer-
 strahlgeometrie gehörige, durch die Drehachse 14 und damit
 5 die z -Achse des Koordinatensystems verlaufende Zentralstrahl
 RF_{z1} ist in Fig. 3 ebenfalls eingetragen. Der Fokusposition F_1
 entspricht der Fokuswinkel α_1 ; dies ist der Winkel, den die
 x -Achse und der Zentralstrahl RF_{z1} einschließen. Gegenüber
 dem Zentralstrahl RF_{z1} weist der Strahl RP_1 den Fächerwinkel β
 10 auf. Somit ist leicht erkennbar, dass für den Parallelfächer-
 winkel θ gilt: $\theta = \alpha + \beta$.

Der rechtwinklig zum jeweiligen Parallelstrahl gemessene
 Strahlabstand p von der Drehachse 14 bzw. der z -Achse ist
 15 durch $p = R_F \sin(\beta)$ gegeben.

Wie anhand des in Fig. 3 in verstärkter Linie dargestellten,
 durch die Drehachse 14 bzw. die x -Achse verlaufenden Zentral-
 strahls RP_z deutlich wird, handelt es sich bei diesem Strahl
 20 um den Zentralstrahl einer in Fächergeometrie für die Fokus-
 position F_z unter dem Fokuswinkel α_z aufgenommene Projektion
 in Fächerstrahlgeometrie. Da für den Zentralstrahl einer in
 Fächerstrahlgeometrie aufgenommenen Projektion $\beta=0$ gilt, wird
 deutlich, dass für den Fall von Zentralstrahlen gilt:

Je nachdem, ob ein azimutales oder vollständiges "rebinning"
 durchgeführt wird, liegen die Parallelprojektionen in der
 Form

$$P(\alpha, \beta, q)$$

30 oder in der Form

$$P(\theta, p, q)$$

vor, wobei

α der Fokuswinkel

β der Fächerwinkel

35 q der der z -Koordinate entsprechende Zeilenindex
 des Detektorsystems,

$\theta = \alpha + \beta$ der Parallelfächerwinkel

$p = R_F \sin(\beta)$ die dem Strahlabstand von der Drehachse (Systemachse) entsprechende Parallelkoordinate, und R_F der Radius der Fokusbahn sind.

- 5 In einer ersten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens entsprechenden, mittels der Tastatur 19 wählbaren ersten Betriebsart arbeitet das beschriebene CT-Gerät auf Basis von durch azimuthales "rebinning" gewonnenen Projektionen. Die diesen Projektionen entsprechenden Daten werden im Falle des
 10 azimuthalen "rebinnings" in β -Richtung gefiltert, d.h. jeweils in Richtung der zu der Fokusposition des Zentralstrahls der jeweiligen Parallelprojektion gehörigen Tangente T (siehe Fig. 3), und zwar unter Verwendung eines der in der Computertomographie üblichen Filterkerne, z.B. Shepp-Logan - oder
 15 Ramachandran-Lakshminarayanan-Kern.

- Die derart gefilterten Paralleldaten werden dann in der in der Weise rückprojiziert, dass im Zuge der Rückprojektion für jedes Voxel $V(x,y,z)$ für jedes $\theta \in [0, \pi[$ für die Strahlen
 20 $P(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q)$, deren Projektion entlang der Systemachse durch (x,y) geht, die Summe

$$P_{x,y,z}(\theta) = \sum_k \sum_q W(q) \cdot h(d_{x,y,z}(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q)) \cdot P(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q)$$

- 25 gebildet wird, wobei
 x,y,z die Koordinaten des jeweiligen Voxels $V(x,y,z)$ sind,
 k eine ganze Zahl entsprechend der Anzahl der in die Rekonstruktion einbezogenen Halbumläufe des Fokus,
 $\tilde{\beta}$ die Fächerwinkel derjenigen Strahlen sind, deren Projektionen längs der Systemachse durch die Koordinaten
 30 (x,y) jeweiliges Voxels $V(x,y,z)$ verlaufen, und
 h eine die Schichtdicke der in dem erzeugten Schnittbild dargestellten Schicht des Untersuchungsobjekts bestimmende Gewichtungsfunktion ist, sowie
 35 d eine Funktion ist, die gleich dem Abstand des jeweiligen Strahls von dem entsprechenden Voxel $V(x,y)$ ist

bzw. von dem Abstand des jeweiligen Strahls von dem entsprechenden Voxel $V(x,y)$ abhängt, und
 $W(q)$ eine Wichtungsfunktion darstellt, die Strahlen, die im Strahlenbündel bezogen auf die Ausdehnung in Rotationsachsenrichtung peripher oder zumindest dezentral positioniert sind, geringer wichtet als Strahlen, die zentral angeordnet sind.

Infolge der gewählten Filterrichtung und der infolge der Summation sowohl über k als auch über q werden zum einen cone beam artifacts vermieden, im Interesse einer hohen Dosisnutzung alle durch ein Voxel $V(x,y,z)$ verlaufende Strahlen berücksichtigt, jedoch zusätzlich auch die Positionierung des Strahls im Strahlenbündel durch entsprechende Wichtung berücksichtigt.

Der einem Voxel $V(x,y,z)$ zugeordnete Absorptionswert $\mu_{x,y,z}$ wird durch Summation über θ über mindestens einen Halbumlauf gewonnen, d.h. durch Bildung von

$$\mu_{x,y,z} = \sum_{\theta} P_{x,y,z}(\theta)$$

Die dem jeweiligen Absorptionswert entsprechende CT-Zahl wird in herkömmlicher Weise aus dem Absorptionswert ermittelt.

Dabei können mittels der Tastatur 19 unterschiedliche Gewichtungsfunktionen h und unterschiedliche Funktionen d eingestellt werden.

Als Gewichtungsfunktion h eignet sich beispielsweise eine Dreiecks- oder Trapezfunktion.

Die Gewichtungsfunktion W ist als eine Funktion des Projektionswinkels θ dargestellt.

Als Funktion d kann der Abstand des jeweiligen Parallelstrahls vom Voxel $V(x,y,z)$ oder stattdessen beispielsweise die z (axiale)-Komponente dieses Abstandes eingestellt werden.

- 5 In einer Abwandlung der vorstehend beschriebenen ersten Betriebsart wird zur Rückprojektion der Paralleldaten die auf die Summe H der Gewichte h

$$H = \sum_k \sum_q W(q) \cdot h(d_{x,y,z}(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q))$$

10

normierte Summe

$$P_{x,y,z}(\theta) = \frac{1}{H} \sum_k \sum_q W(q) \cdot h(d_{x,y,z}(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q)) \cdot P(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q)$$

- 15 gebildet. Dies ermöglicht eine nochmals verbesserte Bildqualität, da eine mögliche Überbetonung von Voxeln, die in mehreren Halbumläufen "beleuchtet", also von Strahlen getroffen werden, beseitigt wird und somit entsprechende Artefakte vermieden werden. Diese Redundanz tritt bei Spiralabtastungen
20 dann auf, wenn die pro Vollumlauf der Messanordnung stattfindende Relativverschiebung so gering ist (geringer Pitch), dass Voxel mehrfach bestrahlt werden.

- Eine einer weiteren Ausführungsform des erfindungsgemäßen
25 Verfahrens entsprechenden, mittels der Tastatur 19 wählbaren zweite Betriebsart unterscheidet sich von der ersten Betriebsart dadurch, dass das beschriebene CT-Gerät nicht auf Basis von durch azimuthales, sondern von durch vollständiges "rebinning" gewonnenen Projektionen arbeitet. Die diesen Pro-
30 jektionen entsprechenden Daten werden im Falle des vollständigen "rebinnings" in p -Richtung gefiltert, also jeweils ebenfalls in Richtung der zu der Fokusposition des Zentralstrahls der jeweiligen Parallelprojektion gehörigen Tangente T (siehe Fig. 3).

35

Demnach wird für die derart gefilterten Paralleldaten im Zuge der Rückprojektion die Summe

$$P_{x,y,z}(\theta) = \sum_k \sum_q W(q) \cdot h(d_{x,y,z}(\theta + k\pi, \tilde{p}, q)) \cdot P(\theta + k\pi, \tilde{p}, q)$$

5

gebildet, wobei \tilde{p} die Parallelkoordinaten derjenigen Strahlen sind, deren Projektionen längs der Systemachse durch die Koordinaten (x,y) jeweiliges Voxels $V(x,y,z)$ verlaufen.

10 Auch im Falle der zweiten Betriebsart wird in einer Abwandlung zur Rückprojektion der Paralleldaten eine auf die Summe H der Gewichte h

$$H = \sum_k \sum_q W(q) \cdot h(d_{x,y,z}(\theta + k\pi, \tilde{p}, q))$$

15

normierte Summe, nämlich die Summe

$$P_{x,y,z}(\theta) = \frac{1}{H} \sum_k \sum_q W(q) \cdot h(d_{x,y,z}(\theta + k\pi, \tilde{p}, q)) \cdot P(\theta + k\pi, \tilde{p}, q)$$

20 gebildet.

Im Falle der vorstehend beschriebenen ersten und zweiten Betriebsarten wird eine Funktionsweise des erfindungsgemäßen Verfahrens vorgesehen, bei dem im Zusammenhang mit einem Voxel $V(x,y,z)$ alle Strahlen betrachtet werden, deren Projektion entlang der Drehachse 14 bzw. der z -Achse durch x, y geht. Ob und in welchem Maße diese Strahlen berücksichtigt werden, wird durch die Gewichtungsfunktionen W und h , sowie die Funktion d bestimmt.

30

Das CT-Gerät kann aber auch mittels der Tastatur 19 wählbare weitere Betriebsarten aufweisen, die den zuvor beschriebenen mit dem Unterschied entsprechen, dass für eine gegebene Fokussposition der durch das jeweilige Voxel $V(x,y,z)$ verlaufende theoretische Strahl ermittelt wird und dann unter Berücksich-

35

tigung der Gewichtungsfunktion h und der Funktion d in die Summenbildung im Zuge der Rückprojektion nur diejenigen Strahlen einbezogen werden, die tatsächlich einen Beitrag zu der Summe liefern können.

5

Im Falle der beschriebenen Ausführungsbeispiele wird die Relativbewegung zwischen der Messeinheit 1 und Lagerungsvorrichtung 9 jeweils dadurch erzeugt, dass die Lagerungsvorrichtung 9 verschoben wird. Es besteht im Rahmen der Erfindung jedoch auch die Möglichkeit, die Lagerungsvorrichtung 9 ortsfest zu lassen und statt dessen die Messeinheit 1 zu verschieben. Außerdem besteht im Rahmen der Erfindung die Möglichkeit, die notwendige Relativbewegung durch Verschiebung sowohl der Messeinheit 1 als auch der Lagerungsvorrichtung 9 zu erzeugen.

15

In der Figur 4 wird, vereinfachend und schematisch dargestellt, das Problem der Wichtung der Strahlen in einer 2D-Darstellung gezeigt. In diesem Beispiel ist das Gantry des CT's mit Fokus und Detektor in 0°-Stellung durchgezogen und um 180° um die z-Achse gedreht in 180°-Stellung gepunktet gezeichnet. Der Detektor weist 12 Detektorzeilen L1 bis L12 auf, die jeweils von den zugeordneten Strahlen S1 bis S12 des Strahlenbündels getroffen werden. Es ist darauf hinzuweisen, dass die gezeigten räumlichen Dimensionen bezüglich der Detektorausdehnung übertrieben dargestellt sind, um die Erfindung anschaulicher erklären zu können. Das gezeigte Gantry bewegt sich hier auf einer Kreisbahn um die z-Achse oder Systemachse. Eine Bewegung in Richtung z-Achse findet nicht statt.

30

Betrachtet man das Voxel V2, das zentral im Strahlenbündel liegt, so wird dieses Voxel in beiden Stellungen der Gantry von den zentral liegenden Strahlen S4 durchdrungen. Erfindungsgemäß werden die Messungen dieser Strahlen hoch gewichtet. Gleichzeitig wird in der 0°-Stellung das Voxel V1, das etwas peripherer liegt, von dem außen liegenden Strahl S1 in

35

der 0°-Position und dem weiter innen liegenden Strahl S4 durchdrungen. Entsprechend der erfindungsgemäßen Wichtung wird dem Strahl S1 weniger Gewicht beigemessen als dem Strahl S4. Betrachtet man das ebenfalls peripher angeordnete Voxel V3, so ist hier die Wichtung umgekehrt. Da hier der Detektor mit Detektorelementen aufgebaut ist, die matrixartig in Zeilen und Spalten aufgeteilt ist, kann die Wichtung der Strahlen direkt an die Zeilennummer q gekoppelt werden.

10 In der darunter liegenden Figur 5 sind drei Beispiele eines erfindungsgemäßen Verlaufs von Wichtungen W_q dargestellt. Allen gemeinsam ist die stärkere Wichtung der zentralen Strahlen gegenüber den äußeren Strahlen. Die Funktionen sind allerdings unterschiedlich. Die gepunktete Linie stellt einen
15 beidseits vom Zentrum linear abfallenden Verlauf dar, die gestrichelte Linie ergibt eine gleiche Wichtung über einen großen zentralen Bereich mit peripher schnell abfallender Tendenz, und die durchgezogene Linie zeigt einen glockenförmigen Verlauf, der einen weichen Übergang zwischen den Ex-
20 tremwerten 0 und 1 erlaubt.

Die Figur 6 zeigt die Strahlenbündel einer Gantry eines Spiral-CT's jeweils in 0°-Position und benachbarter 180°-Position. Entsprechend dem Wesen des Spiral-CT's sind diese
25 Positionen zusätzlich zur Drehung in z-Richtung zueinander versetzt. In dieser Darstellung wird das Voxel V1 durch den Strahl S1 sowohl in der 0°-Position als auch der 180°-Position durchdrungen. Entsprechend dieser dezentralen Lage des Strahls S1 beziehungsweise der zugehörigen außen im De-
30 tektor liegenden Detektorzeile L1 werden diese beiden Messungen gering bewertet. Das Voxel V2 wird hingegen in der 0°-Position vom dezentral liegenden Strahl S12 durchdrungen, der in dieser Position für das Voxel V2 gering gewichtet wird, in der 180°-Position jedoch vom zentralen Strahl S6 durchdrungen
35 wird, der für dieses Voxel V2 hoch gewichtet wird. Entsprechend der Lage der Strahlen S1 in der 0°- und 180°-Position werden diese Strahlen in Bezug auf das Voxel V1 beide gering

bewertet. Insgesamt ergibt sich durch diese hier dargestellte zusätzliche Gewichtung W eine wesentliche Verbesserung der Bildqualität.

- 5 Es ist darauf hinzuweisen, dass das konusförmige Röntgenstrahlenbündel im Falle des beschriebenen Ausführungsbeispiels einen rechteckigen Querschnitt aufweist, im Rahmen der Erfindung jedoch auch andere Querschnittsgeometrien möglich sind.

10

Im Zusammenhang mit den vorstehend beschriebenen Ausführungsbeispielen finden CT-Geräte der dritten Generation Verwendung, d.h. die Röntgenstrahlenquelle und das Detektorsystem werden während der Bilderzeugung gemeinsam um die Systemachse verlagert. Die Erfindung kann aber auch im Zusammenhang mit 15 CT-Geräten der vierten Generation, bei denen nur die Röntgenstrahlenquelle um die Systemachse verlagert wird und mit einem feststehenden Detektorring zusammenwirkt, Verwendung finden, sofern es sich bei dem Detektorsystem um ein mehrzeiliges Array von Detektorelementen handelt. 20

Auch bei CT-Geräten der fünften Generation, d.h. CT-Geräten, bei denen die Röntgenstrahlung nicht nur von einem Fokus, sondern von mehreren Foklen einer oder mehrerer um die Systemachse verlagelter Röntgenstrahlenquellen ausgeht, kann das 25 erfindungsgemäße Verfahren Verwendung finden, sofern das Detektorsystem ein mehrzeiliges Array von Detektorelementen aufweist.

- 30 Die im Zusammenhang mit den vorstehend beschriebenen Ausführungsbeispielen verwendeten CT-Geräte weisen ein Detektorsystem nach Art einer orthogonalen Matrix angeordneten Detektorelementen auf. Die Erfindung kann aber auch im Zusammenhang mit CT-Geräten Verwendung finden, deren Detektorsystem in 35 einer anderen Weise ein flächenhaft angeordnetes Array mit Detektorelementen aufweist.

Die vorstehend beschriebenen Ausführungsbeispiele betreffen die medizinische Anwendung des erfindungsgemäßen Verfahrens. Die Erfindung kann jedoch auch außerhalb der Medizin, beispielsweise bei der Gepäckprüfung oder bei der Materialunter-
5 suchung, Anwendung finden.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Bilderstellung in der Computertomographie, aufweisend die Verfahrensschritte:
 - 5 1.1. zur Abtastung eines Untersuchungsobjekts mit einem von mindestens einem Fokus ausgehenden Strahlenbündel und mit einem flächig ausgebildeten Detektorarray mit einer Vielzahl von verteilten Detektorelementen zum Detektieren der Strahlen des Strahlenbündels wird der mindestens eine Fokus relativ zu dem Untersuchungsobjekt auf
10 mindestens einer das Untersuchungsobjekt umlaufenden Fokusbahn mit gegenüberliegendem Detektorarray rotiert, wobei die Detektorelemente des Detektorarray Ausgangsdaten liefern, welche die Schwächung der Strahlen beim
15 Durchgang durch das Untersuchungsobjekt repräsentieren,
 - 1.2. die Ausgangsdaten werden gefiltert,
 - 1.3. die gefilterten Ausgangsdaten werden anschließend zur Erzeugung wenigstens eines Schnittbildes einer Schichtdicke aufweisenden Schicht des Untersuchungsobjekts dreidimensional rückprojiziert, wobei das
20 Schnittbild aus den Ausgangsdaten gewonnene Absorptionswerte der zu der Schicht des Untersuchungsobjekts gehörigen Voxel für die Strahlung des Strahlenbündels repräsentiert, und
 - 25 1.4. bei der Rückprojektion die Strahlen in Abhängigkeit von ihrer Position im Strahlenbündel gewichtet werden.
 2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Filterung in Richtung der zu der
30 jeweiligen Fokusposition gehörigen Tangente an die Fokusbahn vorgenommen wird.
 3. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 2, dadurch gekennzeichnet, dass das Strahlenbündel eine
35 Ausdehnung in Rotationsrichtung und eine Ausdehnung in Rotationsachsenrichtung aufweist, wobei Strahlen, die im Strahlenbündel bezogen auf die Ausdehnung des Strah-

lenbündels in Rotationsachsenrichtung zentral angeordnet sind, stärker gewichtet werden, als die Strahlen, die im Strahlenbündel randnah bezogen auf die Ausdehnung des Strahlenbündels in Rotationsachsenrichtung angeordnet sind.

4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass vor dem Filtern eine Umrechnung der in Fächerstrahlgeometrie gewonnenen Ausgangsdaten in Form von Strahlen $P(\alpha, \beta, q)$ in in Parallelstrahl-Geometrie vorliegende Paralleldaten in Form von Strahlen $P(\theta, \beta, q)$ bzw. $P(\theta, p, q)$ vorgenommen wird, wobei

α der Fokuswinkel,
 β der Fächerwinkel,
 q der der z-Koordinate entsprechende Zeilenindex des Detektorsystems,
 $\theta = \alpha + \beta$ der Parallelfächerwinkel,
 $p = R_F \sin(\beta)$ die dem Strahlabstand von der Drehachse (Systemachse) entsprechende Parallelkoordinate, und
 R_F der Radius der Fokusbahn sind.

5. Verfahren nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Rückprojektion der Paralleldaten in der Weise erfolgt, dass im Zuge der Rückprojektion für jedes Voxel $V(x, y, z)$ für jedes $\theta \in [0, \pi[$ für die Strahlen $P(\theta + k\pi, \tilde{\beta}, q)$ bzw. $P(\theta + k\pi, \tilde{p}, q)$, deren Projektion entlang der Systemachse durch (x, y) geht, die Summe

$$P_{x,y,z}(\theta) = \sum_k \sum_q W \cdot h \cdot \left(d_{x,y,z} \left(\theta + k\pi, \left\{ \begin{matrix} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{matrix} \right\}, q \right) \right) \cdot P \left(\theta + k\pi, \left\{ \begin{matrix} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{matrix} \right\}, q \right)$$

gebildet wird, wobei

x, y, z die Koordinaten des jeweiligen Voxels $V(x, y, z)$ sind,
 k eine ganze Zahl entsprechend der Anzahl der in die Rekonstruktion einbezogenen Halbumläufe des Fokus,

\tilde{p} die Parallelkoordinaten derjenigen Strahlen sind, deren Projektionen längs der Systemachse durch

die Koordinaten (x,y) jeweiliges Voxels $V(x,y,z)$ verlaufen,

$\tilde{\beta}$ die Fächerwinkel derjenigen Strahlen sind, deren Projektionen längs der Systemachse durch die Koordinaten (x,y) jeweiliges Voxels $V(x,y,z)$ verlaufen, und

h eine die Schichtdicke der in dem erzeugten Schnittbild dargestellten Schicht des Untersuchungsobjekts bestimmende Gewichtungsfunktion ist, sowie

d eine Funktion ist, die gleich dem Abstand des jeweiligen Strahls von dem entsprechenden Voxel $V(x,y)$ ist bzw. von dem Abstand des jeweiligen Strahls von dem entsprechenden Voxel $V(x,y)$ abhängt, und

W eine Wichtungsfunktion darstellt, welche Strahlen mit einem betragsmäßig großen Parallelfächerwinkel θ geringer wichtet als Strahlen mit einem kleinem Parallelfächerwinkel θ .

6. Verfahren nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass bei der Rückprojektion der Parallel-
daten die auf die Summe H der Gewichte h

$$H = \sum_k \sum_q W \cdot h \cdot \left(d_{x,y,z} \left(\theta + k\pi, \left\{ \begin{matrix} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{matrix} \right\}, q \right) \right)$$

normierte Summe

$$P_{x,y,z}(\theta) = \frac{1}{H} \sum_k \sum_q W \cdot h \cdot \left(d_{x,y,z} \left(\theta + k\pi, \left\{ \begin{matrix} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{matrix} \right\}, q \right) \right) \cdot P \left(\theta + k\pi, \left\{ \begin{matrix} \tilde{p} \\ \tilde{\beta} \end{matrix} \right\}, q \right)$$

gebildet wird.

7. Verfahren nach einem der Ansprüche 5 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Wichtungsfunktion eine Funktion des Parallelfächerwinkels mit $W(\theta + k\pi)$ darstellt.

8. Verfahren nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Wichtungsfunktion $W(\theta + k\pi)$ eine

glatte Funktion darstellt, die für zentral angeordnete Strahlen im Strahlenbündel bezogen auf den Parallelfächerwinkel den Wert 1 aufweist und für randseitig angeordnete Strahlen gegen Null geht.

5

9. Verfahren nach einem der Ansprüche 4 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass das Detektorarray zeilenartig angeordnete Detektorelemente aufweist und die Wichtungsfunktion eine Funktion der Zeilennummer $W(q)$ darstellt.

10

10. Verfahren nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Wichtungsfunktion $W(q)$ eine glatte Funktion darstellt, die für Strahlen zu mindestens einer zentral liegenden Detektorzeile den Wert 1 aufweist und für Strahlen zu randnahen Detektorzeilen gegen Null geht.

15

11. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass die Fokusbahn eine Kreisbahn ist.

20

12. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass die Fokusbahn eine Spiralbahn ist, die dadurch zustande kommt, dass der Fokus auf einer Kreisbahn um die Systemachse bewegt wird und gleichzeitig eine Relativbewegung zwischen Fokus und Untersuchungsobjekt in Richtung der Systemachse erfolgt.

30

13. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 12, dadurch gekennzeichnet, dass die Detektorelemente auf dem Detektorarray in Zeilen und Reihen verteilt, vorzugsweise matrixartig, angeordnet sind.

35

14. CT-Gerät zur Abtastung eines Untersuchungsobjekts mit einem von mindestens einem Fokus ausgehenden Strahlen-

bündel und mit einem flächig ausgebildeten Detektorarray mit einer Vielzahl von verteilten Detektorelementen zum Detektieren der Strahlen des Strahlenbündels, wobei der mindestens eine Fokus relativ zu dem Untersuchungs-

5 objekt auf mindestens einer das Untersuchungsobjekt umlaufenden Fokusbahn mit gegenüberliegendem Detektorarray bewegt wird, wobei zumindest Mittel zur Sammlung von Detektordaten, Filterung und Rückprojektion gemäß einem der Ansprüche 1 bis 13 vorgesehen sind.

10

15. CT-Gerät gemäß Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, dass die genannten funktionalen Mittel
- 13 zumindest teilweise durch Programme oder Programm-
- 15 Module verwirklicht werden.

Zusammenfassung

Verfahren zur Bilderstellung in der Computertomographie und
CT-Gerät zur Durchführung des Verfahrens

5

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Bildrekonstruktion
für die Computertomographie mit einem flächig ausgedehnten
Detektor, wobei bei der Rückprojektion die Strahlen in Abhän-
gigkeit von ihrer Position im Strahlenbündel gewichtet wer-

10

den.

Außerdem betrifft die Erfindung ein CT-Gerät zur Durchführung
des oben genannten Verfahrens.

15 FIG 4

200210627

3/5

FIG 3

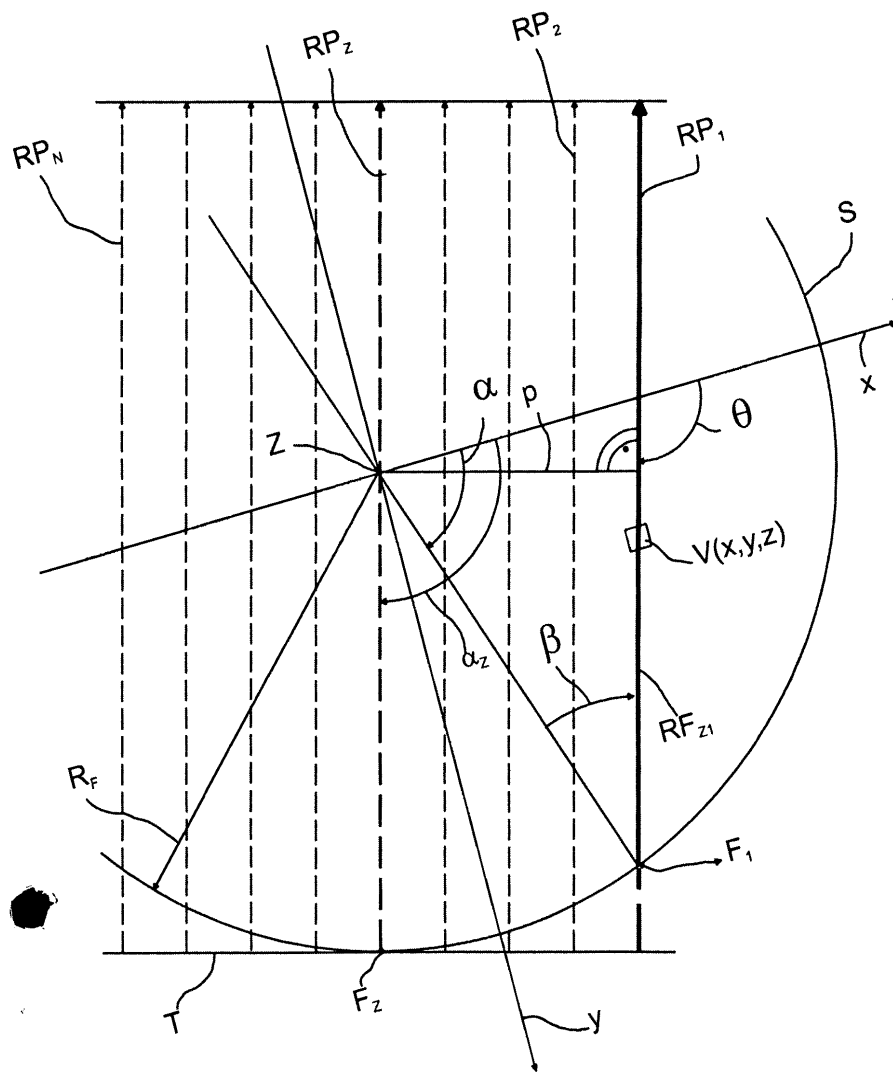


FIG 4

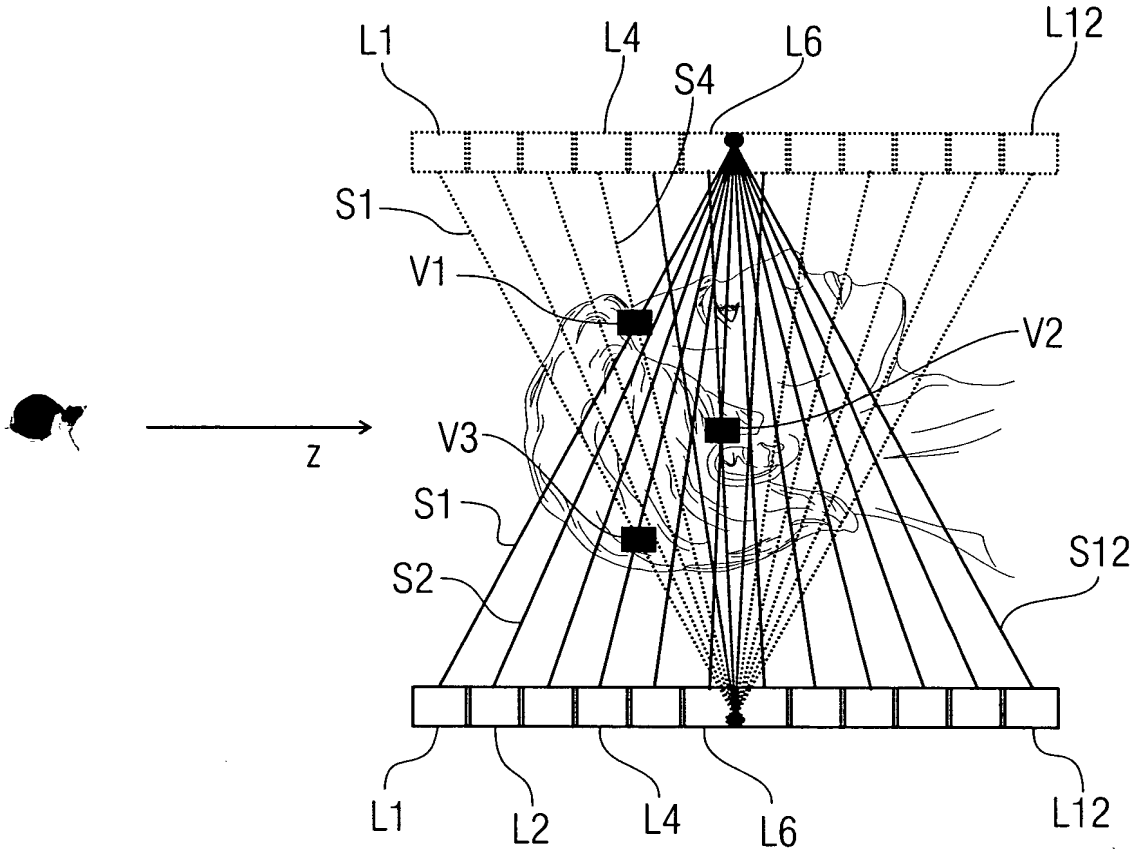


FIG 5

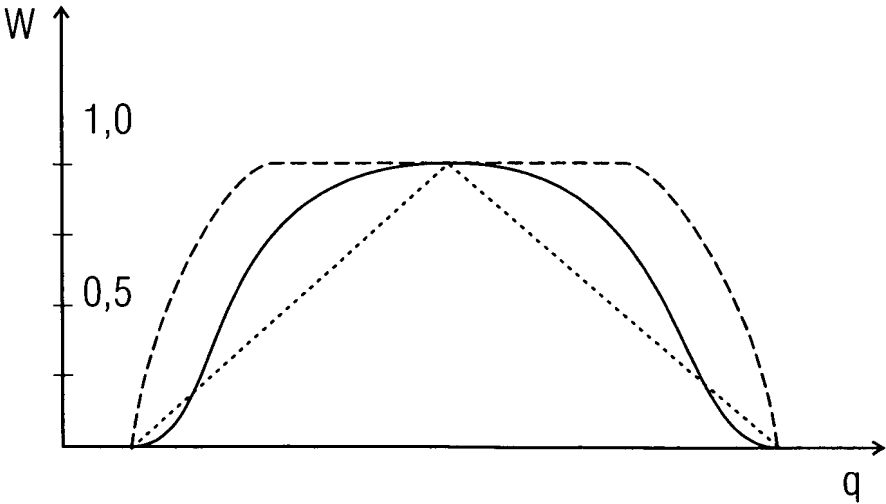


FIG 6

